

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-236617

(43)Date of publication of application : 12.09.1995

(51)Int.Cl.

A61B 5/022

(21)Application number : 06-031567

(71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD

(22)Date of filing : 01.03.1994

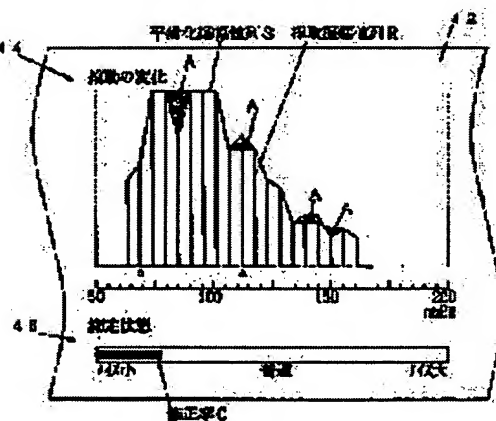
(72)Inventor : OGURA TOSHIHIKO

## (54) SPHYGMOMANOMETRY DEVICE

### (57)Abstract:

PURPOSE: To easily judge the suitability of a measuring condition in a sphygmomanometry device adapted to decide the blood pressure value according to the change of smoothed amplitude value string.

CONSTITUTION: A picked amplitude value string R and a smoothed amplitude value string S are superposed and displayed on a pulsation change display part 44 of a recording sheet 42 or the like (that is, on one two-dimensional diagram taking the cuff pressure as a first axis and amplitude value as a second axis) and a correction factor C is displayed on a measuring condition display part 46 in a lateral line of a length corresponding to the value by a display device. In the pulsation change display part 44, the picked amplitude value string is displayed in a longitudinal line, the smoothed amplitude value string is displayed in a polygonal line, an area S formed between the envelope of the longitudinal line and the polygonal line according to a difference between both amplitude value strings is painted black, and further the cuff pressure corresponding to the highest blood pressure value and the lowest blood pressure value is indicated by a black triangle and a white triangle near the first axis. On the other hand, a measure showing the suitability of a measuring condition is described on the measuring condition display part 46.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

07.11.2000

**BEST AVAILABLE COPY**

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 08.04.2003

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3462253

[Date of registration] 15.08.2003

[Number of appeal against examiner's decision of rejection] 2003-08224

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection] 08.05.2003

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-236617

(43) 公開日 平成7年(1995)9月12日

(51) Int. Cl. <sup>8</sup>	識別記号	庁内整理番号	P I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/022		7638-4C	A 6 1 B 5/ 02	3 3 8 A

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平6-31567

(22) 出願日 平成6年(1994)3月1日

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 小塚 敏彦

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

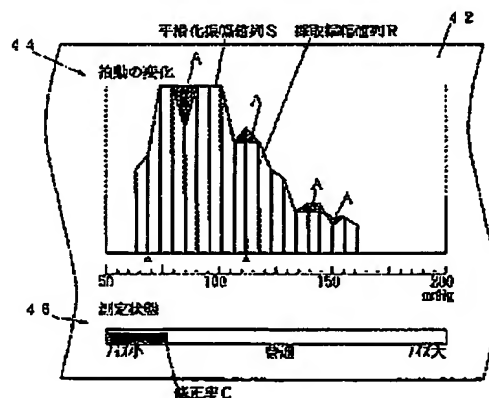
(74) 代理人 弁理士 池田 裕幸 (外2名)

(54) 【発明の名称】 血圧測定装置

(57) 【要約】

【目的】 平滑化された振幅値列の変化に基づいて血圧値を決定する血圧測定装置において、測定状態の適否の判断をも容易に行うことができるようにする。

【構成】 表示器によって、記録紙42等の拍動変化表示部44（すなわちカフ圧を第1軸、振幅値を第2軸とする一つの二次元図表上）に、採取された振幅値列Rと平滑化された振幅値列Sとが重ねて表示されると共に、測定状態表示部46に修正率Cがその値に対応する長さの横線で表示される。拍動変化表示部44においては、採取振幅値列が縦線、平滑化振幅値列が折れ線で表示されると共に、その両振幅値列の差によって上記縦線の包絡線と折れ線との間に形成される面積Sが黒く塗り潰されており、更に、最高血圧値および最低血圧値に対応するカフ圧が、第1軸近傍において▲および△印により示されている。また、測定状態表示部46には測定状態の適否を表す目安が記されている。



(2)

特開平7-236617

1

2

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の動脈に対するカフの圧迫強さを変化させるに伴って該動脈から発生する心拍同期信号波を採取し、該心拍同期信号波の振幅値をそれぞれ決定して発生順に連なる振幅値列を作成し、該振幅値列を平滑化した後に、該平滑化された振幅値列の大きさの変化に基づいて血圧値を決定する血圧測定装置であって、

二次元的に図素が配列された表示面を有する表示器と、前記採取された振幅値列と平滑化された振幅値列とを、相互に重ねた状態で、前記表示器の表示面に表示させる表示制御手段とを含むことを特徴とする血圧測定装置。

【請求項2】 生体の動脈に対するカフの圧迫強さを変化させるに伴って該動脈から発生する心拍同期信号波を採取し、該心拍同期信号波の振幅値をそれぞれ決定して発生順に連なる振幅値列を作成し、該振幅値列を平滑化した後に、該平滑化された振幅値列の大きさの変化に基づいて血圧値を決定する血圧測定装置であって、

前記血圧値が決定された際の測定状態を表示するための表示器と、

予め定められた所定のカフの圧力範囲において、前記採取された振幅値列と平滑化された振幅値列との差、該採取された振幅値列および該平滑化された振幅値列のうちの一方に対する比率である修正率を算出する修正率算出手段と、

該修正率算出手段により算出された修正率に基づき、前記血圧値が決定された際の測定状態を前記表示器に表示させる表示制御手段とを含むことを特徴とする血圧測定装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は血圧値を自動的に測定して表示する血圧測定装置の改良に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】 生体の動脈に対するカフの圧迫強さを変化させるに伴ってその動脈から発生する心拍同期信号波を採取し、その心拍同期信号波の振幅値をそれぞれ決定して発生順に連なる一連の振幅値列を作成し、その振幅値列の変化に基づいて血圧値を決定する血圧決定アルゴリズムが用いられることにより血圧を決定する所謂オシロメトリック式血圧測定方法が知られている。例えば、本出願人が先に出願して公告された特公平2-25610号公報に開示される血圧測定装置の測定方法等がその一例である。この血圧測定装置においては、上記血圧決定アルゴリズムに従って血圧値を測定する一方、上記カフの圧迫強さを変化する第1軸と上記振幅値を変化する第2軸とから成る二次元図表として上記振幅値列が表示器に表示されるため、その振幅値の強さの分布状態から、血圧測定中の被測定者の体動や周辺機器からのノイズ等の外的要因による測定誤差の発生が容易に判定され、測定状態の適否が判断され得る。

## 【0003】

【発明が解決すべき課題】 ところで、上記二次元図表に表示される振幅値列は上記外的要因によって複雑な包絡線を形成する。そのため、その外的要因が血圧測定に不適となる程度には大きくない場合にも充分な血圧測定精度が得られないという問題があった。そこで、従来から血圧値を測定するに際して振幅値列の包絡線を平滑とするための様々な平滑化処理が行われている。例えば、本出願人が先に出願して公開された特開昭63-51837号公報等に開示される血圧測定方法がその一例である。この血圧測定方法においては、振幅値列から奇数個の一連の振幅値を順次選択し、その奇数個の振幅値中の大きさの中間値を、その一連の振幅値の中央に位置する振幅値と置換する、所謂メディアンフィルタによって上記包絡線が平滑化されるため、血圧決定が容易となって充分な血圧測定精度が得られる。

【0004】 しかしながら、従来の血圧測定装置では、前記の二次元図表として振幅値を表示器に表示しても、上記のように包絡線が平滑化されて上記外的要因による振幅値の誤差が既に修正されているため、前述のように振幅値の強さの分布状態による測定状態の適否が正確に把握できないという問題があった。

【0005】 本発明は、以上の事情を背景として為されたものであって、その目的は、上記のような平滑化された振幅値列の変化に基づいて血圧値を決定する血圧測定装置において、測定状態の適否の判断をも容易に行うことができるようにすることにある。

## 【0006】

【課題を解決するための第1の手段】 斯かる目的を達成するため、第1発明の要旨とするところは、生体の動脈に対するカフの圧迫強さを変化させるに伴ってその動脈から発生する心拍同期信号波を採取し、その心拍同期信号波の振幅値をそれぞれ決定して発生順に連なる振幅値列を作成し、その振幅値列を平滑化した後に、その平滑化された振幅値列の大きさの変化に基づいて血圧値を決定する血圧測定方法であって、(a) 二次元的に図素が配列された表示面を有する表示器と、(b) 前記採取された振幅値列と平滑化された振幅値列とを、相互に重ねた状態で、前記表示器の表示面に表示させる表示制御手段とを含むことにある。

## 【0007】

【作用および第1発明の効果】 このようにすれば、表示器の画面上においては、採取された振幅値列とその平滑化された振幅値列とが二次元図表上に重ねて表示されるので、採取された値から変化させられた平滑化後の振幅値は、その二次元図表上において採取された振幅値との差が明確に視認され得る。したがって、この両振幅値の差すなわち前記の体動や周辺機器のノイズ等の外的要因の大きさと、その差が生じている二次元図表上の第1軸方向の位置すなわち圧迫強さとの関係に基づいて、その

(3)

特開平7-236617

3

外的要因によって血圧測定値に大きな誤差が生じているか否か、すなわち測定状態の適否が容易に判断され得る。

【0008】

【課題を解決するための第2の手段】また、前記の目的を達成するため、第2発明の要旨とするところは、生体の動脈に対するカフの圧迫強さを変化させるに伴ってその動脈から発生する心拍同期信号波を採取し、その心拍同期信号波の振幅値をそれぞれ決定して発生順に連なる振幅値列を作成し、その振幅値列を平滑化した後に、その平滑化された振幅値列の大きさの変化に基づいて血圧値を決定する血圧測定装置であって、(a) 前記血圧値が決定された際の測定状態を表示するための表示器と、(b) 予め定められた所定のカフの圧力範囲において、前記採取された振幅値列と平滑化された振幅値列との差の、それら採取された振幅値列および平滑化された振幅値列のうちの一方に対する比率である修正率を算出する修正率算出手段と、(c) その修正率算出手段により算出された修正率に基づき、前記血圧値が決定された際の測定状態を前記表示器に表示させる表示制御手段とを含むことにある。

【0009】

【作用および第2発明の効果】このようにすれば、血圧値の決定に用いられた平滑化された振幅値列の採取された振幅値列からの修正の程度すなわち修正率が、その平滑化された振幅値列と採取された振幅値列との差と、それら採取された振幅値列および平滑化された振幅値列のうちの一方との比に基づいて算出され、この修正率に基づき表示器に測定状態が表示される。すなわち、血圧値が測定された際の測定状態が容易に視認され得る状態が表示される。したがって、その修正率すなわち前記の体動や周辺機器のノイズ等の外的要因の大きさと、予め定められた所定の判断基準値とを比較することにより、その外的要因によって血圧測定値に大きな誤差が生じているか否か、すなわち測定状態の適否が容易に判断され得る。

【0010】

【実施例】以下に、本発明の一実施例を図面を参照して説明する。

【0011】図1は、本発明が適用された自動血圧測定装置の一例の構成を示すものであって、生体の上腕部に巻回されてこれを圧迫するための膨張袋を備えたカフ10には、圧力センサ12、急速排気弁14、徐速排気弁16、空気ポンプ18が配管20を介して接続されている。圧力センサ12は、カフ10内の圧力を検出するものであって、カフ10内の圧力を表す圧力信号SPをカフ圧検出回路22および脈波検出回路24へ供給する。カフ圧検出回路22は、圧力信号SPからその静圧成分であるカフ10の実際の圧力、すなわちカフ圧を取り出すためのローパスフィルタを備えており、カフ圧信号S

4

KをA/D変換器26を介して制御回路28へ供給する。また、脈波検出回路24は、圧力信号SPから心拍に同期した振動成分である脈波を取り出すためのバンドパスフィルタを備えており、脈波信号SMをA/D変換器26を介して制御回路28へ供給する。

【0012】上記制御回路28はCPU30、ROM32、RAM34、出力インターフェース36を含む所謂マイクロコンピュータであって、CPU30はRAM34の一時記憶機能を利用しつつROM32に予め記憶されたプログラムにしたがって入力信号を処理し、急速排気弁14、徐速排気弁16、および空気ポンプ18へ駆動信号をそれぞれ供給すると共に、所定のアルゴリズムを実行することにより決定した血圧値を表す信号、測定状態の適否を表す適否信号、および脈波の振幅値列を表す信号を液晶表示装置等の画像表示装置或いはプリンタ等の二次元的に図素が配列される表示面を有する表示器38等へ供給して、血圧値、測定状態の適否、および振幅値列を表示させる。なお、起動押知40は血圧測定を開始させるために操作されるものである。

【0013】以上のように構成された自動血圧測定装置においては図2に示すように一連の血圧測定ステップが実行されることにより、血圧値が自動的に測定されるようになっている。すなわち、ステップS1において起動押知40が操作されたか否かが判断される。起動押知40が操作されたことが判断されない場合には待機させられるが、操作されたと判断されるとステップS2が実行されて、急速排気弁14および徐速排気弁16が閉じられると共に、空気ポンプ18が駆動されてカフ10の昇圧が開始される。ステップS3では、カフ10内の圧力Pcが予め定められた目標圧力Pmと同等またはそれ以上となったか否かが判断される。この目標圧力Pmは被測定者の最高血圧よりも充分に高い圧力、例えば180mmHg程度に設定される。上記ステップS3の判断が否定される内はカフ10の昇圧が持続されるが、ステップS3の判断が肯定されると、ステップS4が実行されて空気ポンプ18の駆動が停止されると共に徐速排気弁16が開かれることによりカフ10の降圧が開始される。この降圧過程では2乃至3mmHg/sec程度の速度でカフ10の圧力が緩やかに変化させられ、この間においてステップS5の血圧値決定ルーチンが繰り返し実行されることにより血圧値が決定される。

【0014】上記ステップS5では、図3に示すサブルーチンが比較的短い周期、例えば4ms毎に繰り返し実行されることにより、連続的に発生する脈波の振幅値列Rが前処理されると共に、この発生順に連なる一連の振幅値Rに基づいて血圧決定アルゴリズムが実行されることにより血圧値が決定される。すなわち、ステップSS1では、前記A/D変換器26から所定のサンプリング周期にて逐次供給される脈波信号SMに基づいて測定に用い得る脈波が発生したか否かが判断される。この脈波の

(4)

特開平7-236617

5

5

発生は、例えば上ピークおよび下ピークが発生したことをもって検出される。このようにして脈波の発生が検出されると、ステップS2において上記脈波のピーク値、すなわち上ピークから下ピークまでの振幅値R<sub>i</sub>が算出され、続くステップS3（異常値判定工程或いは異常値判定手段）において上記振幅値R<sub>i</sub>が異常であるか否かが判断される。この異常の判断は、前回の脈波の振幅値R<sub>i-1</sub>に対して生理的にあり得ない変化を示すことをもって判断される。例えば、今回の脈波の振幅値R<sub>i</sub>が平均血圧前の状態では前の脈波の振幅値R<sub>i-1</sub>に対して1/2以下および4倍以上のとき、或いは平均血圧後の状態では前の脈波の振幅値R<sub>i-1</sub>に対して1/2以下および1.5倍以上のときに異常と判断される。

【0015】上記ステップS3において今回の脈波の振幅値R<sub>i</sub>が異常であると判断された場合には前記ステップS1以下が再び実行されるが、異常でないと判断された場合には、ステップS4が実行されて上記振幅値R<sub>i</sub>がそのときのカフ圧値と共に記憶される。そして、ステップS5において今回の脈波が振幅異常の脈波の後に続く2回目の正常脈波であるか否かが判断される。このステップS5の判断が否定されるとステップS6が実行されないが、肯定されるとステップS6（直線補間工程）が実行されて所謂アンプフィルタ処理が行われる。このアンプフィルタ処理は、例えば前述の特開昭63-51837号公報に開示されているもので、上記振幅異常の脈波の全ての振幅値R<sub>i-1</sub>、…、R<sub>i-1</sub>、R<sub>i-1</sub>、を、その振幅異常が検出される直前の正常脈波の振幅値R<sub>i-1</sub>と、上記2回目の正常脈波の振幅値R<sub>i</sub>とによって直線補間するものである。

【0016】続くステップS7およびステップS8では、上記のように必要に応じてアンプフィルタ処理が実行された脈波列に所謂メディアン処理が施されて平滑化される。このメディアン処理も例えば上記特開昭63-51837号公報に開示されているものであって、今回のサイクルにおいて記憶された新たな脈波（R<sub>i</sub>）を含んでそれより前に互いに隣接して位置する、奇数個例えば5個の脈波の振幅値R<sub>i-1</sub>、R<sub>i-1</sub>、R<sub>i-1</sub>、R<sub>i-1</sub>、R<sub>i-1</sub>がステップS7（選択工程或いは選択手段）にて選択されると共に、ステップS8（置換工程或いは置換手段）では、それらの振幅値R<sub>i-1</sub>、…、R<sub>i-1</sub>の中間値（すなわち選択された脈波の数が5個の場合には、大きい方或いは小さい方から3番目の振幅値R<sub>i</sub>）がその脈波列の中央に位置する脈波の振幅値S<sub>i</sub>とされる。すなわち、本実施例においては、平滑化工程或いは平滑化手段としての上記アンプフィルタ処理およびメディアン処理（ステップS5乃至S8）によって、採取された振幅値R<sub>i</sub>が平滑化される。なお、上記メディアン処理において選択される連続した脈波の数は、奇数個であれば3つ或いは7つ程度であっても良い。

【0017】採取された振幅値R<sub>i</sub>が上記平滑化工程によって平滑化されると、ステップS9の最高血圧値および最低血圧値を決定するための血圧決定アルゴリズムが実行される。この血圧決定アルゴリズムは、前記アンプフィルタ処理およびメディアン処理が施された振幅値列Sにおいて、例えば、振幅値S<sub>i</sub>が急激に変化したものに対応して記憶されているカフ圧を、それらを必要に応じて相互の関係および平均血圧値との関連において修正することにより最高血圧値および最低血圧値として決定し記憶するものである。なお、以上の説明から明かなように、本実施例においては、血圧値を決定するに際しては、心拍同期信号波として脈波、すなわち、前記生体の一部を圧迫するカフ10において心拍と同期して発生する圧力振動波が用いられている。

【0018】図2に戻って、ステップS5の血圧値決定ルーチンの後には、ステップS6が実行されて血圧値が決定されたか否かが判断される。カフ圧降下の当初は、前記振幅値列Sが十分に形成されていないので、ステップS9の血圧決定アルゴリズムが実行されても血圧値が決定され得ず、ステップS5の血圧値決定ルーチン以下が繰り返して実行される。しかし、上記ステップS5以下が繰り返して実行される内、ステップS9の血圧決定アルゴリズムの実行により血圧値が決定されると、ステップS6の判断が肯定されてステップS7以下が実行される。

【0019】ステップS7においては、急速排気弁14が作動させられてカフ10内の空気が急速に排気されて圧迫が解放され、修正率算出工程或いは修正率算出手段であるステップS8乃至S10においては、血圧値の決定に用いられた平滑化された振幅値列Sの採取された振幅値列Rからの修正の程度すなわち修正率Cが算出される。総差算出手段に対応するステップS8においては、カフ圧の所定の範囲内におけるそれぞれのカフ圧に対応する採取振幅値R<sub>i</sub>と平滑化振幅値S<sub>i</sub>との差の絶対値の和SDが下記(1)式に従って算出される。上記カフ圧の所定の範囲は、例えば前記の血圧決定アルゴリズムであるステップS9において、最高血圧値および最低血圧値として決定されたカフ圧よりも両側に1脈波づつ広い範囲が用いられる。続く平滑化振幅値総和算出手段に対応するステップS9においては、上記カフ圧の所定の範囲内における平滑化振幅値S<sub>i</sub>の総和SSが下記(2)式に従って算出される。そして、比算出手段に対応するステップS10において、上記の差の絶対値の和SDの平滑化振幅値総和SSに対する百分比として修正率Cが下記(3)式に従って算出されると、ステップS11に進む。すなわち、本実施例においては、上記ステップS8乃至S10が修正率算出手段に対応する。

【0020】

【数1】  $SD = \sum |S_i - R_i|$  …… (1)

$SS = \sum S_i$  …… (2)

(5)

特開平7-236617

8

$$C = (SD/SS) \times 100 \dots (3)$$

【0021】なお、上記差の絶対値の和SDは、図4の斜線に示す面積Aの和に対応し、上記平滑化振幅値S<sub>1</sub>の総和SSは、図4の平滑化振幅値列Sを示す折れ線と基線とにより囲まれる面積に対応している。したがって、上記修正率Cはそれら2つの面積比に対応している。

【0022】表示制御手段に対応するステップS11においては、最高血圧値、最低血圧値および脈拍数等が表示器38或いは図示しない他の表示器によって表示される一方、表示器38によって、例えば図4に示すように、記録紙42等の拍動変化表示部44（すなわちカフ圧を第1軸、振幅値を第2軸とする一つの二次元図表上）に、採取された振幅値列Rと上記の平滑化された振幅値列Sとを重ねて表示されると共に、例えばその拍動変化表示部44に並んで設けられた測定状態表示部46に、前記の修正率Cがその値に対応する長さの横線で表示される。上記の拍動変化表示部44には、採取振幅値列Rが縦線、平滑化振幅値列Sが折れ線で表示されると共に、その両振幅値列の差によって上記縦線の包絡線と折れ線との間に形成される面積Aが黒く塗り潰されており、更に、前記の血圧値決定アルゴリズムによって決定された最高血圧値および最低血圧値に対応するカフ圧が、第1軸近傍において▲および△印により示されている。また、上記の測定状態表示部46には、測定状態の適否すなわち外的要因（ノイズ）の大きさを表す目安「ノイズ小」、「普通」、「ノイズ大」が予め記されており、修正率Cの横線の先端と上記目安との対比により測定状態が判断できるようにされている。上記目安において「普通」は修正率C=5%程度、「ノイズ大」は修正率C=9%程度の目盛りそれぞれに対応している。また、以上の説明から明かなように、本実施例においては、制御回路28が表示制御手段に相当する。

【0023】上述のように、本実施例によれば、ステップS11において採取振幅値列Rと平滑化振幅値列Sとが、表示器38の一つの二次元図表上（すなわち拍動変化表示部44）に重ねて表示されるため、平滑化によって採取された値から変化させられた振幅値S<sub>1</sub>は、その二次元図表上において採取された振幅値R<sub>1</sub>との差D<sub>1</sub>が明確に視認され得る。この両振幅値R<sub>1</sub>、S<sub>1</sub>の差D<sub>1</sub>は、被測定者の体動や周辺機器のノイズ等の外的要因によって大きくなるものであり、したがって、この両振幅値R<sub>1</sub>、S<sub>1</sub>の差D<sub>1</sub>の大きさと、その差D<sub>1</sub>が生じている二次元図表上の第1軸方向の位置すなわちカフ圧との関係に基づいて、外的要因によって血圧測定値に大きな誤差が生じているか否かが容易に判断され得る。例えば、図4において▲および△で表示される最高血圧値および最低血圧値に対応するカフ圧の範囲内において、平滑化振幅値列Sが大きく修正されているため採取振幅値列Rとの総差S

Dが大きき場合には、振幅値列Rは大きな外的要因を受けており、血圧値の測定精度が低く測定状態が適正でないことが容易に判断される。

【0024】また、本実施例においては、採取振幅値列Rを縦線、平滑化振幅値列Sを折れ線で表示すると共に、その両振幅値列の差Dによって上記縦線の包絡線と折れ線との間に形成される面積Aが黒く塗り潰されているため、両振幅値列の総差SDの大きさの視認が一層容易にされている。

【0025】また、本実施例においては、平滑化振幅値列Sを表す折れ線と基線とにより囲まれた面積に対する面積Aの割合として修正率C（すなわち、採取振幅値列Rが平滑化された際の修正の度合いを示す値）が算出され、測定状態表示部46に横線で表示される。そのため、拍動の値に対してどの程度の比率の修正が行われたかを容易に視認することが可能であり、その修正の程度に基づいて外的要因によって血圧測定値に大きな誤差が生じているか否か、すなわち、測定状態の適否が容易に判断され得る。しかも、前述のように測定状態表示部46には、測定状態を示す目安として「ノイズ小」、「普通」等が記されているため、この目安に基づいて測定者が熟練者でない場合にも一層容易に測定状態の適否の判断が為され得るのである。例えば、修正率Cを示す横線の先端が「普通」よりも左側にあれば、すなわち修正率Cが5%以下であれば適正な血圧測定が行われたと判断できる。なお、以上の説明から明かなように、本実施例においては、修正率Cの値に対応する長さの横線が測定状態を示す目安に並べて表示されることにより、修正率Cに基づいて測定状態が表示されている。

【0026】図5乃至図8は、前記の拍動変化表示部44の別の表示形式の一例を示すものである。図5においては、平滑化振幅値Sは図4と同様に表示されているが、採取振幅値Rは縦線に替えて平滑化振幅値Sと同様な折れ線で表示されており、両振幅値の差Dによって両折れ線間に形成される面積Aは塗り潰されていない。このようにしても、二次元図表上において採取振幅値R<sub>1</sub>と平滑化振幅値S<sub>1</sub>との差D<sub>1</sub>が明確に視認され得て、両振幅値の差D<sub>1</sub>の大きさと、その差が生じている二次元図表上の第1軸方向の位置との関係に基づいて、外的要因によって血圧測定値に大きな誤差が生じているか否か、すなわち測定状態の適否が容易に判断され得る。

【0027】また、この表示形式によれば、平滑化処理によって採取された振幅値R<sub>1</sub>から変化させられた部分は線が二重表示されるが、変化させられていない部分は一つの線のみが表示されるため、図4の場合と同様に両振幅値の差D<sub>1</sub>の大きさが容易に視認される。

【0028】図6に示す表示形式においては、両振幅値列R、Sを縦線で表すと共に、平滑化振幅値S<sub>1</sub>と採取振幅値R<sub>1</sub>との差に相当する面積Aと縦線の他の部分とが異なる色等（例えば、淡色と濃色、或いは異なる模様

(6)

特開平7-236617

9

10

等)で表示されている。このようにしても、二次元図表上において採取振幅値R、と平滑化振幅値S、との差D、が明確に視認され得て、両振幅値の差D、の大きさと、その差D、が生じている二次元図表上の第1軸方向の位置との関係に基づいて、外的要因によって血圧測定値に大きな誤差が生じているか否か、すなわち測定状態の適否が容易に判断され得る。

【0029】図7に示す表示形式においては、一方(図においては平滑化振幅値列S)が折れ線で示されると共に、他方(図においては採取振幅値列R)が縦線で表示されている。このようにしても、二次元図表上において折れ線の位置よりも低い縦線或いは折れ線の位置よりも高い縦線の存在と、その高低の差の大きさにより、採取振幅値R、と平滑化振幅値S、との差が明確に視認され得て、両振幅値の差D、の大きさと、その差D、が生じている二次元図表上の第1軸方向の位置との関係に基づいて、外的要因によって血圧測定値に大きな誤差が生じているか否か、すなわち測定状態の適否が容易に判断され得る。

【0030】図8に示す表示形式においては、図4と同様に一方が縦線で、他方が折れ線で示されているが、両振幅値の差Dによって生じる面積Aは表示されていない。このようにしても、上記図7の場合と同様に、二次元図表上において折れ線の位置よりも低い縦線或いは折れ線の位置よりも高い縦線の存在と、その高低の差の大きさにより、採取振幅値R、と平滑化振幅値S、との差D、が明確に視認され得て、両振幅値の差D、の大きさと、その差が生じている二次元図表上の第1軸方向の位置との関係に基づいて、外的要因によって血圧測定値に大きな誤差が生じているか否か、すなわち測定状態の適否が容易に判断され得る。

【0031】また、図5乃至図8の表示形式においても、最高血圧値および最低血圧値に対応するカフ圧が、第1軸近傍において▲および△印により表示されているため、測定状態の適否の判断に用いるべきカフ圧の範囲(例えば、前述の実施例のように、最高血圧値に対応するカフ圧から最低血圧値に対応するカフ圧まで)を容易に決定することができる。

【0032】また、上記図5乃至図8においては、測定状態表示部46は特に示されていないが、図4と同様に設けられていても良いし、反対に設けられていなくとも良い。或いは、自動血圧測定装置に別に設けられた表示器によって測定状態の適否が表示されるようにしても良い。

【0033】図9は、表示器38による記録紙42の他の表示方法を示すものであり、拍動変化表示部44は設けられず、修正率Cを表示する測定状態表示部46のみが設けられている。また、修正率Cは図4で用いられた簡便ではなく、数値で表示されており、その測定状態表示部46の修正率Cを示す数字の下部に、「3以下：ノ

イズ小」、「3～6：普通」、「6以上：ノイズ大(再測定要)」が判断の目安として表示されている。このようにしても、外的要因に基づいて血圧測定値に大きな誤差が生じたか否か、すなわち測定状態の適否が容易に判断され得る。

【0034】また、測定状態の適否は、上記のように修正率Cの値を直接的に表示する他に、例えば、記録紙42等の測定状態表示部46に、修正率Cの大きさに応じて「ノイズ小」或いは「ノイズ大」等が表示されるものでも良い。上記の場合には、図2にフローチャートにおいてステップS10とステップS11との間に、図10に示すように、修正率Cと所定の判断基準値(例えば「普通」および「ノイズ大」にそれぞれ対応する2つの数値3、6)とを比較する比較判定手段に対応するステップS12と、その比較判定手段の判定に従って測定状態表示部46に表示する内容を選択する表示内容選択手段に対応するステップS13とが備えられ、ステップS11においては、修正率に代えて測定状態が表示される。上記ステップS12において、 $C < 3$ と判定された場合には、ステップS13aに進んでMに「ノイズ小」が記憶され、 $3 \leq C < 6$ の場合には、ステップS13bに進んでMに「普通」が記憶され、 $C \geq 6$ の場合には、ステップS13cに進んでMに「ノイズ大」が記憶される。そして、表示制御手段に対応するステップS11において、測定状態として上記Mの内容が出力されるのである。なお、上記の説明においては測定状態が「ノイズ小」等の語句によって表示されているが、語句による表示に代えて、自動血圧測定装置に別に設けられた表示ランプ等を、修正率Cの値に応じて点灯させる等によって表示させても良い。

【0035】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0036】例えば、前述の実施例においては、心拍同期信号波として脈波が用いられていたが、生体の一部を圧迫するときに動脈から発生する脈音(コロトコフ音)が心拍同期信号波として用いられても良い。

【0037】また、前述の実施例においては、振幅値R、が予め定められた一定の判定基準範囲を越えるか否かを順次比較し、その振幅値R、が判定基準範囲を越えたときに異常値と判定する異常値判定工程と、その異常値を挟む正常値の間を補間することによりその異常値に替わる値を入れる補間工程とから成るアンプフィルタ処理と、振幅値列Rの内、奇数個の一連の振幅値 $R_{1,1}, R_{1,3}, R_{1,5}, R_{1,7}, R_{1,9}, R_{1,11}, R_{1,13}, R_{1,15}, R_{1,17}, R_{1,19}$ を順次選択する選択工程と、その選択工程により選択された奇数個の振幅値中の大きさの中間値 $R_c$ を、その奇数個の一連の振幅値の中央に位置する振幅値 $R_c$ と置換する置換工程とから成るメディアン処理とから平滑化工程或いは平滑化手段が構成されていたが、この平滑化工程或いは平滑化手段は操



(7)

特開平7-236617

11

々なものが用いられ得る。例えば、上記アンプフィルタ処理およびメディア処理の内、一方のみが用いられ、図3に示されるサブルーチンにおいて、ステップS3およびS5乃至S6が省略されたサブルーチンが用いられても良いし、反対にステップS7乃至S8が省略されたサブルーチンが用いられても良い。また、ステップS8に替えて平均値を置換する処理が行われても良い。何れにしても、血圧測定値を決定するに際して何らかの平滑化処理が行われるものであれば、採取振幅値列Rと平滑化振幅値列Sとを一つの二次元図表上に重ねて表示すること、あるいは、修正率Cに基づいて測定状態を表示することによって、測定状態の適否が容易に判断できるという本発明の効果が充分に得られるのである。

【0038】また、両振幅値列R、Sを表示する表示形式は、図4乃至図8に示されるそれぞれの実施例において、平滑化振幅値列Sと採取振幅値列Rとがそれぞれ反対の形式とされていても良い。また、縦線や縦線に替えて、何らかの絵や記号（例えば「★」や「＊」等）が用いられていても実施例と同様な効果が得られる。また、図4の実施例において、面積Aが塗り潰されなくて、折れ線、縦線および縦線の包絡線のみが表示されていても良いし、図5の実施例において、面積Aが塗り潰されていても良い。また、何れの場合にも、面積Aの視認を容易とするための方法としては、全面を黒く塗り潰す他に、斜線や格子等の様々なものが用いられても実施例と同様な効果が得られる。

【0039】また、図4および図6においては、平滑化振幅値S、が採取振幅値R、より大きい場合も小さい場合も面積Aが同様に塗り潰されているが、平滑化振幅値S、と採取振幅値R、との大小を示すように異なる斜線を入れるようにしても良い。

【0040】また、採取振幅値列Rおよび平滑化振幅値列Sの拍動変化表示部44への表示、或いは修正率Cの測定状態表示部46への表示は、何れか一方のみが行われても良い。少なくとも一方が表示されていれば、その表示に基づいて外的要因による血圧測定値の誤差の大きさ、すなわち測定状態の適否が容易に判断され得、本発明の効果が得られるのである。なお、修正率Cが表示されない場合には、図2に示されるフローチャートにおいてステップS8乃至S10は実行されない。

【0041】また、前述の実施例においては、修正率Cが差の絶対値の和SDと、平滑化振幅値の総和SSとの比  $SD/SS$  として算出されていたが、SDと採取振幅値の総和SRとの比  $SD/SR$  として算出され

12

ても良い。また、これらの式において分母・分子が入れ換えられた式で算出されるものでも良い。なお、これらの場合には、測定状態の適否を決定するための目安或いは判断基準値は適宜変更される。

【0042】また、修正率Cを算出するためのカフ圧の所定の範囲は適宜変更され得る。例えば、採取振幅値R、が存在する全てのカフ圧の範囲、すなわち、全ての振幅値列R、Sに基づいて算出されても良く、反対に、最高血圧値および最低血圧値に対応する振幅値を中心とした比較的狭い2つの範囲とされていても良い。なお、これらの場合にも、測定状態の適否を決定するための目安或いは判断基準値は適宜変更される。

【0043】また、前述の実施例においては、表示器38によって記録紙42に表示させる場合について説明したが、表示器38として液晶表示等の画像表示装置が用いられる場合にも、拍動変化表示部44或いは測定状態表示部46の一方或いは両方が備えられることにより、同様の形式の表示が行われ得る。

【0044】その他、一々例示はしないが、本発明はその主旨を逸脱しない範囲で種々変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明が適用された自動血圧測定装置の一例の構成を示す図である。

【図2】図1の自動血圧測定装置の作動を説明するフローチャートである。

【図3】図1の自動血圧測定装置の作動を説明するフローチャートである。

【図4】図2のフローチャートによって表示器に出力される拍動変化（すなわち採取振幅値と平滑化振幅値）と、測定状態の表示形式を説明する図である。

【図5】採取振幅値と平滑化振幅値の他の表示形式を説明する図であって、図4に対応する図である。

【図6】採取振幅値と平滑化振幅値の他の表示形式を説明する図であって、図4に対応する図である。

【図7】採取振幅値と平滑化振幅値の他の表示形式を説明する図であって、図4に対応する図である。

【図8】採取振幅値と平滑化振幅値の他の表示形式を説明する図であって、図4に対応する図である。

【図9】表示器の他の表示形態を説明する図である。

【図10】修正率に代えて測定状態を示す語句を表示させる場合のフローチャートである。

【符号の説明】

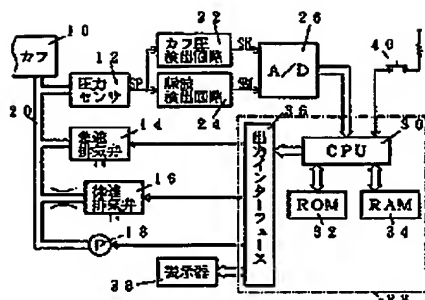
28：制御回路（表示制御手段）

38：表示器

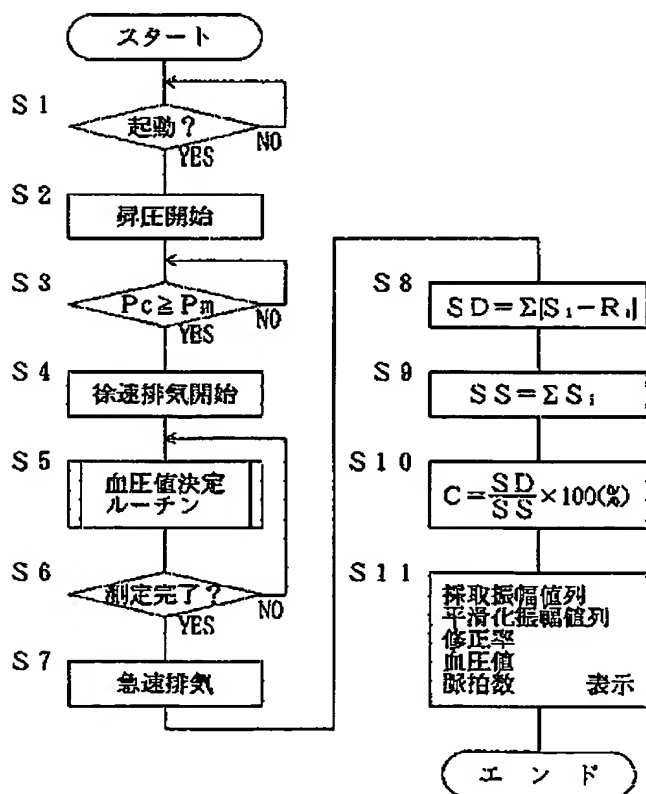
(8)

特開平7-236617

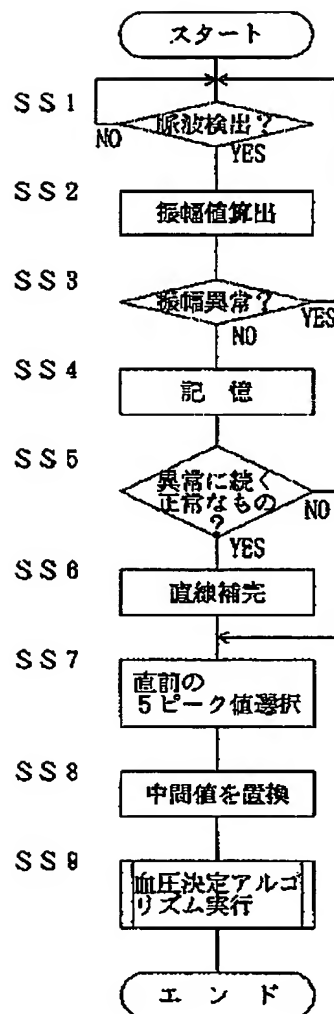
【図1】



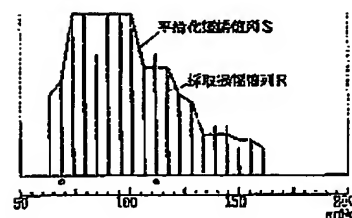
【図2】



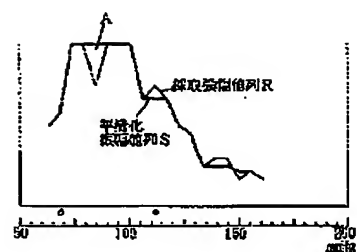
【図3】



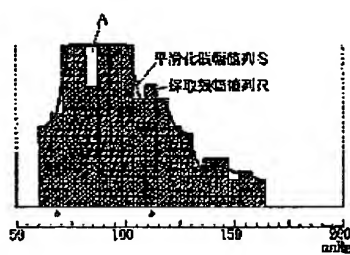
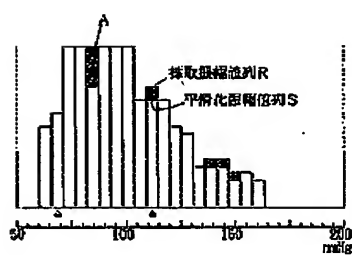
【図8】



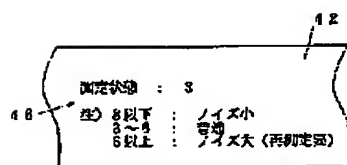
【図5】



【圖 7】



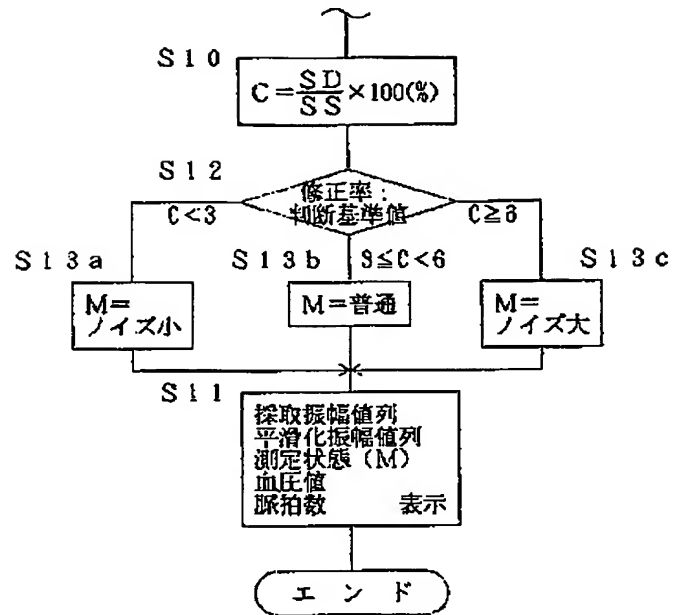
【图9】



(10)

特開平7-236617

【図10】



\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

CLAIMS

---

[Claim(s)]

[Claim 1] The heartbeat synchronizing signal wave which follows on changing the pressure strength of the cuff to a living body's artery, and is generated from this artery is extracted. The amplitude value train which determines the amplitude value of this heartbeat synchronizing signal wave, respectively, and stands in a row in a chronological order is created. The drop which has the screen which is blood-pressure-measurement equipment which determines a blood-pressure value based on change of the magnitude of the this graduated amplitude value train after graduating this amplitude value train, and by which the pixel was arranged two-dimensional, Blood-pressure-measurement equipment characterized by including a display-control means to display said extracted amplitude value train and the graduated amplitude value train on the screen of said drop in the condition of having piled up mutually.

[Claim 2] The heartbeat synchronizing signal wave which follows on changing the pressure strength of the cuff to a living body's artery, and is generated from this artery is extracted. The amplitude value train which determines the amplitude value of this heartbeat synchronizing signal wave, respectively, and stands in a row in a chronological order is created. The drop for displaying the measurement condition at the time of being blood-pressure-measurement equipment which determines a blood-pressure value based on change of the magnitude of the this graduated amplitude value train, and said blood-pressure value being determined, after graduating this amplitude value train, A difference with the amplitude value train graduated with said extracted amplitude value train in the pressure range of the predetermined cuff defined beforehand, A correction factor calculation means to compute the correction factor which is a ratio to either the extracted this amplitude value train or the this amplitude value trains which were graduated, Blood-pressure-measurement equipment characterized by including a display-control means to display the measurement condition at the time of said blood-pressure value being determined on said drop, based on the correction factor computed by this correction factor calculation means.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to amelioration of the blood-pressure-measurement equipment which measures a blood-pressure value automatically and displays it.

[0002]

[Description of the Prior Art] The heartbeat synchronizing signal wave which follows on changing the pressure strength of the cuff to a living body's artery, and is generated from the artery is extracted, a series of amplitude value trains which determine the amplitude value of the heartbeat synchronizing signal wave, respectively, and stand in a row in a chronological order are created, and the so-called oscillograph metric type blood-pressure-measurement approach of determining blood pressure is learned by using the blood-pressure decision algorithm which determines a blood-pressure value based on change of the amplitude value train. For example, the measuring method of the blood-pressure-measurement equipment indicated by JP,2-25610,B which these people applied previously and was announced publicly etc. is the example. In this blood-pressure-measurement equipment, while measuring a blood-pressure value according to the above-mentioned blood-pressure decision algorithm Since the above-mentioned amplitude value train is displayed on a drop as a topographic contour plot table which consists of the 1st shaft which makes the pressure strength of the above-mentioned cuff a variate, and the 2nd shaft which makes the above-mentioned amplitude value a variate, From the distribution condition of the strength of the amplitude value, generating of the measurement error by external factors, such as a body motion of the operating personnel-ed under blood pressure measurement and a noise from a peripheral device, is judged easily, and the propriety of a measurement condition may be judged.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] By the way, the amplitude value train displayed on the above-mentioned topographic contour plot table forms a complicated envelope according to the above-mentioned external factor. Therefore, also when not large to extent from which the external factor becomes unsuitable to blood pressure measurement, there was a problem that sufficient blood-pressure-measurement precision was not acquired in it. Then, various data smoothing for facing measuring a blood-pressure value from the former, and making the envelope of an amplitude value train smooth is performed. For example, the blood-pressure-measurement approach indicated by JP,63-51837,A which these people applied previously and was exhibited is the example. In this blood-pressure-measurement approach, since the above-mentioned envelope is graduated by the so-called median filter which makes sequential selection of a series of odd amplitude value from an amplitude value train, and permutes the mean value of the magnitude in that odd amplitude value by the amplitude value located in the center of that amplitude value of a series of, blood-pressure decision becomes easy and sufficient blood-pressure-measurement precision is acquired.

[0004] However, with conventional blood-pressure-measurement equipment, since an envelope was graduated as mentioned above and the error of the amplitude value by the above-mentioned external factor was already corrected even if it displays amplitude value on a drop as the aforementioned topographic contour plot table, there was a problem that propriety of the measurement condition by the distribution condition of the strength of amplitude value could not grasp to accuracy as mentioned above.

[0005] It succeeds in this invention against the background of the above situation, and the object is in enabling it to also make a judgment of the propriety of a measurement condition easily in the blood-pressure-measurement equipment which determines a blood-pressure value based on change of the graduated above amplitude value trains.

[0006]

[The 1st means for solving a technical problem] In order to attain this object, the place made into the summary of the 1st invention The heartbeat synchronizing signal wave which follows on changing the pressure strength of the cuff to a living body's artery, and is generated from the artery is extracted. The amplitude value train which determines the amplitude value of the heartbeat synchronizing signal wave, respectively, and stands in a row in a chronological order is created. It is the blood-pressure-measurement approach of determining a blood-pressure value based on change of the magnitude of the graduated amplitude value train after graduating the amplitude value train, and is (a). The drop which has the screen by which the pixel was arranged two-dimensional, (b) It is in including a display-control means to display said extracted amplitude value train and the graduated amplitude value train on the screen of said drop in the condition of having piled up mutually.

[0007]

[An operation and the 1st effect of the invention] If it does in this way, since the amplitude value train extracted on the screen of a drop and its graduated amplitude value train will be displayed in piles on a topographic contour plot table, a difference with the amplitude value by which the amplitude value after smoothing changed from the extracted value was extracted on the topographic contour plot table may be checked by looking clearly. Therefore, based on the magnitude of external factors, such as a noise, the difference, i.e., aforementioned body motion, of both this amplitude value, of a peripheral device, and the location of the 1st shaft orientations on the topographic contour plot table which that difference has produced, i.e., relation with pressure strength, the propriety of whether gross errors have arisen in the blood-pressure-measurement value according to that external factor and a measurement condition may be judged easily.

[0008]

[The 2nd means for solving a technical problem] In order to attain the aforementioned object, moreover, the place made into the summary of the 2nd invention The heartbeat synchronizing signal wave which follows on changing the pressure strength of the cuff to a living body's artery, and is generated from the artery is extracted. The amplitude value train which determines the amplitude value of the heartbeat synchronizing signal wave, respectively, and stands in a row in a chronological order is created. It is blood-pressure-measurement equipment which determines a blood-pressure value based on change of the magnitude of the graduated amplitude value train after graduating the amplitude value train, and is (a). The drop for displaying the measurement condition at the time of said blood-pressure value being determined, (b) A difference with the amplitude value train graduated with said extracted amplitude value train in the pressure range of the predetermined cuff defined beforehand, A correction factor calculation means to compute the correction factor which is a ratio to either the they-extracted amplitude value train or the amplitude value trains which were graduated, (c) It is in including a display-control means to display the measurement condition at the time of said blood-pressure value being determined on said drop, based on the correction factor computed by the correction factor calculation means.

[0009]

[An operation and the 2nd effect of the invention] If it does in this way, it will be computed based on one [ the difference of that graduated amplitude value train and the extracted amplitude value train, and ] ratio of the they-extracted amplitude value train and the graduated amplitude value trains, extent, i.e., the correction factor, of correction from an amplitude value train with which the graduated amplitude value train which was used for the decision of a blood-pressure value was extracted, and a measurement condition will be displayed on a drop based on this correction factor. That is, the measurement condition at the time of a blood-pressure value being measured is displayed in the condition that it may be checked by looking easily. Therefore, the propriety of whether gross errors have arisen in the blood-pressure-measurement value according to the external factor and a measurement condition may be easily judged by comparing the predetermined decision-criterion value beforehand determined as the magnitude of external factors, such as the correction factor, i.e.,

aforementioned body motion, noise of a peripheral device, etc.

[0010]

[Example] Below, one example of this invention is explained with reference to a drawing.

[0011] The pressure sensor 12, the quick exhaust valve 14, the \*\*\*\* exhaust valve 16, and the air pump 18 are connected to the cuff 10 equipped with the expansion bag for drawing 1 showing the configuration of an example of the automatic blood-pressure-measurement equipment with which this invention was applied, being wound around a living body's overarm section, and pressing this through piping 20. A pressure sensor 12 detects the pressure in a cuff 10, and supplies the pressure signal SP showing the pressure in a cuff 10 to the cuff pressure detector 22 and the pulse wave detector 24. The cuff pressure detector 22 is equipped with the low pass filter for taking out the actual pressure of the cuff 10 which is the static pressure component, i.e., a cuff pressure, from the pressure signal SP, and supplies the cuff pressure signal SK to a control circuit 28 through A/D converter 26. Moreover, the pulse wave detector 24 is equipped with the band pass filter for taking out the pulse wave which is the oscillating component which synchronized with the heartbeat from the pressure signal SP, and supplies the pulse wave signal SM to a control circuit 28 through A/D converter 26.

[0012] The above-mentioned control circuit 28 is the so-called microcomputer including CPU30, ROM32, RAM34, and the output interface 36. While it processes an input signal according to the program beforehand memorized by ROM32 and CPU30 supplies a driving signal to a quick exhaust valve 14, the \*\*\*\* exhaust valve 16, and an air pump 18, respectively, using the memory function of RAM34. The signal showing the blood-pressure value determined by performing a predetermined algorithm, The drop 38 grade which has the screen by which a pixel is arranged two-dimensional in image display devices, such as the liquid crystal display board, or a printer in the propriety signal showing the propriety of a measurement condition and the signal showing the amplitude value train of a pulse wave is supplied, and the propriety of a blood-pressure value and a measurement condition and an amplitude value train are displayed. In addition, the starting push button 40 is operated in order to make blood pressure measurement start.

[0013] By performing a series of blood-pressure-measurement steps, as the automatic blood-pressure-measurement equipment constituted as mentioned above is shown in drawing 2, a blood-pressure value is measured automatically. That is, it is judged whether the starting push button 40 was operated in step S1. When it is not judged that the starting push button 40 was operated, you are made to stand by, but if it is judged that it was operated, while step S2 will be performed and a quick exhaust valve 14 and the \*\*\*\* exhaust valve 16 will be closed, an air pump 18 drives and the pressure up of a cuff 10 is started. At step S3, it is the pressure  $P_c$  in a cuff 10. Target preasure force  $P_m$  defined beforehand. It is judged whether it became an EQC or more than it. This target preasure force  $P_m$  It is set as the pressure higher enough than the highest blood pressure, for example, 180mmHg extent, of an operating personnel-ed. While decision of the above-mentioned step S3 is denied, the pressure up of a cuff 10 is maintained, but if decision of step S3 is affirmed, while step S4 is performed and actuation of an air pump 18 is suspended, pressure lowering of a cuff 10 will be started by opening the \*\*\*\* exhaust valve 16. At this pressure-lowering process, they are 2 thru/or 3 mmHg/sec. The pressure of a cuff 10 is gently changed at the rate of extent, and a blood-pressure value is determined by performing the blood-pressure value decision routine of step S5 in the meantime repeatedly.

[0014] At the above-mentioned step S5, while the amplitude value train R of the pulse wave continuously generated by performing repeatedly the subroutine shown in drawing 3 4ms of a comparatively short period, every [ for example, ], is pretreated, a blood-pressure value is determined by performing blood-pressure decision algorithm based on a series of amplitude value R which stands in a row in this chronological order. That is, at a step SS 1, it is judged whether the pulse wave which can be used for measurement based on the pulse wave signal SM serially supplied with a predetermined sampling period from said A/D converter 26 occurred. Generating of this pulse wave is detected with for example, the top peak and the bottom peak having occurred. Thus, if generating of a pulse wave is detected, it sets to a step SS 2 and is the peak value  $R_i$  of the above-mentioned pulse wave, i.e., the amplitude value from a top peak to a bottom peak. It is computed, it sets to the continuing step SS 3 (an outlying-observation judging process or outlying-observation



judging means), and is the above-mentioned amplitude value  $R_i$ . It is judged whether it is unusual. Decision of this abnormality is amplitude value  $R_{i-1}$  of the last pulse wave. It is judged with change which receives and cannot exist physiologically being shown. For example, amplitude value  $R_i$  of this pulse wave In the condition in front of mean blood pressure, it is amplitude value  $R_{i-1}$  of a front pulse wave. It receives and is amplitude value  $R_{i-1}$  of a front pulse wave in the condition after 1/2 or less, the time of 4 or more times, or mean blood pressure. It receives and it is judged at the time of 1/2 or less and 1.5 or more times that it is unusual.

[0015] It sets to the above-mentioned step SS 3, and is the amplitude value  $R_i$  of this pulse wave. Although said one or less step SS is again performed when it is judged that it is unusual, when it is judged that it is not unusual, a step SS 4 is performed, and it is the above-mentioned amplitude value  $R_i$ . It memorizes with the cuff pressure value at that time. And it is judged whether it is the 2nd normal pulse wave to which this pulse wave continues after the pulse wave of the abnormalities in the amplitude in a step SS 5. If decision of this step SS 5 is denied, a step SS 6 will not be performed, but if affirmed, a step SS 6 (linear interpolation process) will be performed, and the so-called amplifier filter processing will be performed. It is indicated by above-mentioned JP,63-51837,A and this amplifier filter processing is all amplitude value  $R_{i-n}$  of the pulse wave of the above-mentioned abnormalities in the amplitude, ...,  $R_{i-2}$ , and  $R_{i-1}$ . Amplitude value  $R_{i-n-1}$  of a normal pulse wave just before that abnormality in the amplitude is detected Amplitude value  $R_i$  of the 2nd above-mentioned normal pulse wave Linear interpolation is carried out.

[0016] At the continuing step SS 7 and a step SS 8, the so-called median processing is performed to the pulse wave train in which amplifier filter processing was performed if needed as mentioned above, and it graduates. It is that by which this median processing is also indicated by above-mentioned JP,63-51837,A. Including the new pulse wave ( $R_{i+2}$ ) memorized in this cycle, adjoin mutually before it and are located in it. Amplitude value  $R_{i-2}$  of odd pulse waves, for example, five pieces,  $R_{i-1}$ ,  $R_i$ ,  $R_{i+1}$ , and  $R_{i+2}$  While being chosen at a step SS 7 (a selection process or selection means) At a step SS 8 (a permutation process or permutation means) those amplitude value  $R_{i-2}$ , ...,  $R_{i+2}$  Amplitude value  $S_i$  of the pulse wave to which a mean value (namely, the one larger when the number of the selected pulse waves is five, or the smaller one to 3rd amplitude value  $R_j$ ) is located in the center of the pulse wave train \*\* -- it is carried out. That is, in this example, the amplitude value  $R_i$  extracted by the above-mentioned amplifier filter processing as a smooth chemically-modified degree or a smoothing means and median processing (the steps [ SS / SS and / 8 ] 5) is graduated. In addition, as long as the number of the continuous pulse waves chosen in the above-mentioned median processing is odd, it may be three or about seven.

[0017] Extracted amplitude value  $R_i$  Smoothing of a smooth chemically-modified [ above-mentioned ] degree performs blood-pressure decision algorithm for determining the highest-blood-pressure value and lowest-blood-pressure value of a step SS 9. It sets in the amplitude value train S to which said amplifier filter processing and median processing were performed, for example, this blood-pressure decision algorithm is amplitude value  $S_i$ . By correcting them in mutual relation and relation with a mean-blood-pressure value if needed, the cuff pressure memorized corresponding to what changed rapidly is determined as a highest-blood-pressure value and a lowest-blood-pressure value, and is memorized. In addition, in this example, it faces determining a blood-pressure value and the pulse wave, i.e., the pressure oscillatory wave generated in the cuff 10 which presses said some of living bodies synchronizing with a heartbeat, is used as a heartbeat synchronizing signal wave so that clearly from the above explanation.

[0018] It returns to drawing 2 and it is judged after the blood-pressure value decision routine of step S5 whether step S6 was performed and the blood-pressure value was determined. Since said amplitude value train S is not fully formed, even if blood-pressure decision algorithm of a step SS 9 is performed, a blood-pressure value must have been determined, and below the blood-pressure value decision routine of step S5 is performed at the beginning [ of a cuff pressure drop ] repeatedly. However, if a blood-pressure value is determined by activation of the blood-pressure decision algorithm of a step SS 9 while less than [ above-mentioned / step S5 ] is performed repeatedly, decision of step S6 will be affirmed and less than [ step S7 ] will be performed.

[0019] In step S7, a quick exhaust valve 14 is operated, the air in a cuff 10 is exhausted quickly, pressure is released, and it is computed in step S8 which is a correction factor calculation process or

a correction factor calculation means thru/or S10, extent C, i.e., the correction factor, of correction from the amplitude value train R with which the graduated amplitude value train S which was used for the decision of a blood-pressure value was extracted. Extraction amplitude value  $R_i$  corresponding to each predetermined cuff pressure [ set to step S8 corresponding to the total difference calculation means, and ] of a cuff pressure within the limits Smoothing amplitude value  $S_i$  The sum SD of the absolute value of a difference is the following. It is computed according to (1) type. In the step SS 9 which is the aforementioned blood-pressure decision algorithm, as for the predetermined range of the above-mentioned cuff pressure, the range large at a time one pulse wave on both sides is used rather than the cuff pressure determined as a highest-blood-pressure value and a lowest-blood-pressure value. Smoothing [ set to step S9 corresponding to the continuing smoothing amplitude value total calculation means, and ] amplitude value  $S_i$  within the limits of predetermined [ of the above-mentioned cuff pressure ] Total SS is the following. It is computed according to (2) types. and a ratio -- as a percentage [ on step S10 corresponding to a calculation means, and as opposed to the smoothing amplitude value total SS of the sum SD of the absolute value of the above-mentioned difference ] -- a correction factor C -- the following If computed according to (3) types, it will progress to step S11. That is, in this example, the above-mentioned step S8 thru/or S10 correspond to a correction factor calculation means.

[0020]

[Equation 1]  $SD = \sum |S_i - R_i| \dots$  (1)  $SS = \sum S_i \dots$  (2)  $C = (SD/SS) \times 100 \dots$  (3) [0021] In addition, the sum SD of the absolute value of the above-mentioned difference corresponds to the sum of the area A shown in the slash of drawing 4, and is the above-mentioned smoothing amplitude value  $S_i$ . Total SS supports the area surrounded by the polygonal line which shows the smoothing amplitude value train S of drawing 4, and the baseline. Therefore, the above-mentioned correction factor C supports these two surface ratio.

[0022] In step S11 corresponding to a display-control means While a highest-blood-pressure value, a lowest-blood-pressure value, a pulse rate, etc. are displayed by the drop 38 or other drops which are not illustrated, with a drop 38 For example, as shown in drawing 4, it is the pulsation change display 44 (that is, a cuff pressure the 1st shaft) of recording paper 42 grade. While the extracted amplitude value train R and the amplitude value train S in which the above was graduated are displayed in piles on one topographic contour plot table which sets the 2nd shaft as amplitude value For example, the aforementioned correction factor C is expressed in the measurement status-display section 46 prepared together with the pulsation change display 44 as striping of the die length corresponding to the value. The area A in which the extraction amplitude value train R is formed between the envelope of the above-mentioned vertical line and the polygonal line of the difference of both the amplitude value train while a vertical line and the smoothing amplitude value train S are displayed with the polygonal line is smeared away black by the above-mentioned pulsation change display 42, and the cuff pressure corresponding to the highest-blood-pressure value and lowest-blood-pressure value which were determined by the further aforementioned blood-pressure value decision algorithm is shown by \*\* and \*\* mark [ near the 1st shaft ]. moreover, the rule of thumb "noise smallness" which expresses the propriety of a measurement condition, i.e., the magnitude of an external factor (noise), to the above-mentioned measurement status-display section 46 -- "noise size" has described beforehand and it enables it to "usually" judge a measurement condition by comparison with the head of striping of a correction factor C, and the above-mentioned rule of thumb In the above-mentioned rule of thumb, "it is common" supports to about  $C = 5\%$  of correction factors, and "noise size" supports the graduation of about  $C = 9\%$  of correction factors, respectively. Moreover, in this example, a control circuit 28 is equivalent to a display-control means so that clearly from the above explanation.

[0023] As mentioned above, since the extraction amplitude value train R and the smoothing amplitude value train S are displayed in piles in step S11 on one topographic contour plot table of a drop 38 (namely, pulsation change display 44) according to this example, Amplitude value  $S_i$  changed from the value extracted by smoothing Amplitude value  $R_i$  extracted on the topographic contour plot table Difference  $D_i$  It may be checked by looking clearly. Both this amplitude value  $R_i$  and  $S_i$  Difference  $D_i$  It becomes large according to external factors, such as a body motion of an operating personnel-ed, and a noise of a peripheral device, and they are [ therefore ] both this

amplitude value  $R_i$  and  $S_i$ . Difference  $D_i$  Magnitude, The difference  $D_i$  Based on the location of the 1st shaft orientations on the produced topographic contour plot table, i.e., relation with a cuff pressure, it may be judged easily whether gross errors have arisen in the blood-pressure-measurement value according to the external factor, and the propriety of a measurement condition may be judged easily. For example, since the smoothing amplitude value train  $S$  is greatly corrected within the limits of the cuff pressure corresponding to the highest-blood-pressure value and lowest-blood-pressure value which are displayed by  $**$  and  $**$  in drawing 4, when the total difference  $SD$  with the extraction amplitude value train  $R$  is large, the amplitude value train  $R$  has received the big external factor, and it is judged easily that the accuracy of measurement of a blood-pressure value is low, and a measurement condition is not proper.

[0024] Moreover, in this example, since the area  $A$  formed between the envelope of the above-mentioned vertical line and the polygonal line of the difference  $D$  of both the amplitude value train is smeared away black while displaying a vertical line and the smoothing amplitude value train  $S$  for the extraction amplitude value train  $R$  with the polygonal line, the check by looking of the magnitude of the total difference  $SD$  of both the amplitude value train is made still easier.

[0025] Moreover, in this example, a correction factor  $C$  (namely, value which shows the degree of the correction at the time of the extraction amplitude value train  $R$  being graduated) is computed as a rate of the sum of area  $A$  to the area surrounded by the polygonal line showing the smoothing amplitude value train  $S$ , and the baseline, and it is expressed in the measurement status-display section 46 as striping. Therefore, it is possible to check easily by looking what ratio of correction was performed to the value of pulsation, and the propriety of whether based on extent of the correction, gross errors have arisen in the blood-pressure-measurement value according to the external factor and a measurement condition may be judged easily. And as mentioned above, since it is [ noise ] "smallness", "it is common", etc. are describing in the measurement status-display section 46 as a rule of thumb which shows a measurement condition, also when an operating personnel is not an expert, it may succeed in decision of the propriety of a measurement condition still more easily based on this rule of thumb. For example, if the head of striping which shows a correction factor  $C$  is on the left of "being common" (i.e., if a correction factor  $C$  is 5% or less), it can be judged that proper blood pressure measurement was performed. In addition, in this example, the measurement condition is displayed based on the correction factor  $C$  by putting in order and displaying striping of the die length corresponding to the value of a correction factor  $C$  on the rule of thumb which shows a measurement condition so that clearly from the above explanation.

[0026] Drawing 5 thru/or drawing 8 show an example of another display format of the aforementioned pulsation change display 44. In drawing 5, although the smoothing amplitude value  $S$  is similarly displayed as drawing 4, the extraction amplitude value  $R$  is changed to a vertical line, and is displayed with the same polygonal line as the smoothing amplitude value  $S$ , and the area  $A$  formed among both the polygonal lines of the difference  $D$  of both amplitude value is not smeared away. thus -- even if it carries out -- a topographic contour plot table top -- setting -- extraction amplitude value  $R_i$  Smoothing amplitude value  $S_i$  Difference  $D_i$  it checks by looking clearly -- having -- obtaining -- difference  $D_i$  of both amplitude value Based on the relation between magnitude and the location of the 1st shaft orientations on the topographic contour plot table which the difference has produced, the propriety of whether gross errors have arisen in the blood-pressure-measurement value according to the external factor and a measurement condition may be judged easily.

[0027] moreover, amplitude value  $R_i$  which was extracted by data smoothing according to this display format from -- the case where the part to which the changed part is not changed although two lines are displayed is drawing 4 since only one line is displayed -- the same -- difference  $D_i$  of both amplitude value Magnitude is checked by looking easily.

[0028] While expressing both the amplitude value trains  $R$  and  $S$  with a vertical line in the display format shown in drawing 6, it is the smoothing amplitude value  $S_i$ . Extraction amplitude value  $R_i$  It is expressed as the color from which the area  $A$  equivalent to a difference and other parts of a vertical line differ (for example, light color, a dark color, or a pattern that it differs etc.). Even if such, it sets on a topographic contour plot table, and it is the extraction amplitude value  $R_i$ . Smoothing amplitude value  $S_i$  Difference  $D_i$  It may be checked by looking clearly and is the

difference  $D_i$  of both amplitude value. Magnitude, The difference  $D_i$  Based on relation with the location of the 1st shaft orientations on the produced topographic contour plot table, the propriety of whether gross errors have arisen in the blood-pressure-measurement value according to the external factor and a measurement condition may be judged easily.

[0029] In the display format shown in drawing 7, while being shown by the polygonal line on the other hand (it sets to drawing and is the smoothing amplitude value train S), another side (it sets to drawing and is the extraction amplitude value train R) is expressed as the vertical line. Even if such, it sets on a topographic contour plot table. With the magnitude of existence of a vertical line lower than the location of the polygonal line or a vertical line higher than the location of the polygonal line, and the difference of the height Extraction amplitude value  $R_i$  Smoothing amplitude value  $S_i$  A difference may be checked by looking clearly and it is the difference  $D_i$  of both amplitude value. Magnitude, The difference  $D_i$  Based on relation with the location of the 1st shaft orientations on the produced topographic contour plot table, the propriety of whether gross errors have arisen in the blood-pressure-measurement value according to the external factor and a measurement condition may be judged easily.

[0030] In the display format shown in drawing 8, although it is a vertical line like drawing 4 and another side is shown by the polygonal line, the area A produced according to the difference D of both amplitude value is not displayed. Even if such, it sets on a topographic contour plot table like the case of above-mentioned drawing 7. With the magnitude of existence of a vertical line lower than the location of the polygonal line or a vertical line higher than the location of the polygonal line, and the difference of the height Extraction amplitude value  $R_i$  Smoothing amplitude value  $S_i$  Difference  $D_i$  It may be checked by looking clearly and is the difference  $D_i$  of both amplitude value. Magnitude, Based on relation with the location of the 1st shaft orientations on the topographic contour plot table which the difference has produced, the propriety of whether gross errors have arisen in the blood-pressure-measurement value according to the external factor and a measurement condition may be judged easily.

[0031] Moreover, also in the display format of drawing 5 thru/or drawing 8, since the cuff pressure corresponding to a highest-blood-pressure value and a lowest-blood-pressure value is displayed by \*\* and \*\* mark [ near the 1st shaft ], the range of the cuff pressure which should be used for decision of the propriety of a measurement condition can be determined easily (from the cuff pressure corresponding to a highest-blood-pressure value like the above-mentioned example to the cuff pressure corresponding to a lowest-blood-pressure value).

[0032] Moreover, in above-mentioned drawing 5 thru/or drawing 8, although especially the measurement status-display section 46 is not shown, it may be prepared like drawing 4 and does not need to be prepared reversely. Or the propriety of a measurement condition may be made to be displayed on automatic blood-pressure-measurement equipment by the drop formed independently.

[0033] Drawing 9 does not show other methods of presentation of the recording paper 42 by the drop 38, the pulsation change display 44 is not formed but only the measurement status-display section 46 which displays a correction factor C is formed. Moreover, the correction factor C is expressed not as striping used by drawing 4 but as the numeric value, and "or less 3:noise smallness" "3 - 6:common" and "or more 6:noise size (remeasurement important point)" are displayed on the lower part of the figure which shows the correction factor C of the measurement status-display section 46 as a rule of thumb of decision. Even if such, the propriety of whether based on the external factor, gross errors arose in the blood-pressure-measurement value and a measurement condition may be judged easily.

[0034] Moreover, the propriety of a measurement condition displays the value of a correction factor C directly as mentioned above, and also "noise smallness" or "noise size" may be displayed on the measurement status-display section 46 of recording paper 42 grade according to the magnitude of a correction factor C. In the above-mentioned case, it sets at a flow chart at drawing 2. Between step S10 and step S11 Step S12 corresponding to a comparison test means to compare a correction factor C with a predetermined decision-criterion value (for example, two numeric values 3 and 6 respectively corresponding to common [ "common" ] and "noise size") as shown in drawing 10, It has step S13 corresponding to a content selection means of a display to choose the content displayed on the measurement status-display section 46 according to the judgment of the comparison test means, and in step S11, it replaces with a correction factor and a measurement condition is

displayed. When it is  $C \geq 6$ , in the above-mentioned step S12, when it is  $3 \leq C < 6$ , it progresses to step S13b and "it is common" is memorized by M, and it progresses to step S13c by progressing to step S13a and "noise smallness" being memorized by M, when judged with  $C < 3$ , and "noise size" is memorized by M. And in step S11 corresponding to a display-control means, the content of Above M is outputted as a measurement condition. In addition, although the measurement condition is shown by phrases, such as "noise smallness", in the above-mentioned explanation, it may replace with the display by the phrase and you may make it display by making the display lamp independently formed in automatic blood-pressure-measurement equipment turn on according to the value of a correction factor C etc.

[0035] As mentioned above, although one example of this invention was explained based on the drawing, this invention is applied also in other modes.

[0036] For example, in the above-mentioned example, although the pulse wave was used as a heartbeat synchronizing signal wave, when pressing some living bodies, \*\*\*\* (Korotkoff sounds) generated from an artery may be used as a heartbeat synchronizing signal wave.

[0037] Moreover, it sets in the above-mentioned example and is amplitude value  $R_i$ . The sequential comparison of whether the fixed criterion range appointed beforehand is crossed is carried out, and it is the amplitude value  $R_i$ . The outlying-observation judging process judged to be outlying observation when the criterion range is crossed, The amplifier filter processing which consists of the interpolation process which puts in the value replaced with the outlying observation by interpolating between the normal values which sandwich the outlying observation, The inside of the amplitude value train R, a series of odd amplitude value  $R_{i-2}$ ,  $R_{i-1}$ ,  $R_i$ ,  $R_{i+1}$ , and  $R_{i+2}$  The selection process which makes sequential selection, Mean value  $R_j$  of the magnitude in odd amplitude value chosen by the selection process Amplitude value  $R_i$  located in the center of the odd amplitude value of a series of Although the smooth chemically-modified degree or the smoothing means consisted of median processings which consist of the permutation process to permute What has various smooth chemically-modified [ this ] degrees or smoothing means may be used. For example, only one side may be used among the above-mentioned amplifier filter processing and median processing, the subroutine to which steps SS3 and SS5 thru/or SS6 were abbreviated may be used in the subroutine shown in drawing 3 , and the subroutine to which the steps [ SS / SS and / 8 ] 7 were abbreviated may be used reversely. Moreover, processing which changes to a step SS 8 and permutes the average may be performed. Anyway, if it faces determining a blood-pressure-measurement value and a certain data smoothing is performed, the effectiveness of this invention that the propriety of a measurement condition can judge easily will fully be acquired displaying the extraction amplitude value train R and the smoothing amplitude value train S in piles on one topographic contour plot table, or by displaying a measurement condition based on a correction factor C.

[0038] Moreover, the display format which displays both the amplitude value trains R and S may be made into the format of respectively objection of the smoothing amplitude value train S and the extraction amplitude value train R in each example shown in drawing 4 thru/or drawing 8 .

Moreover, it changes to a vertical line or a vertical line, and even if some picture and notations (for example, "\*", "\*\*", etc.) are used, the same effectiveness as an example is acquired. Moreover, in the example of drawing 4 , only the envelope of the polygonal line, a vertical line, and a vertical line may be displayed, and area A may be smeared away in the example of drawing 5 without smearing away area A. Moreover, even if in any case it smears away the whole surface black and also what has various slashes, grids, etc. is used as an approach for making a check by looking of area A easy, the same effectiveness as an example is acquired.

[0039] Moreover, it sets to drawing 4 and drawing 6 , and is the smoothing amplitude value  $S_i$ . Extraction amplitude value  $R_i$  Although area A is similarly smeared away also when large, and when small, they are the smoothing amplitude value  $S_i$  and the extraction amplitude value  $R_i$ . You may make it put in a slash which is different so that size may be shown.

[0040] Moreover, as for the display to the pulsation change display 44 of the extraction amplitude value train R and the smoothing amplitude value train S, or a display in the measurement status-display section 46 of a correction factor C, only either may be performed. If at least one side is displayed, based on the display, the magnitude of the error of the blood-pressure-measurement value by the external factor, i.e., the propriety of a measurement condition, may be judged easily, and the

effectiveness of this invention will be acquired. In addition, when a correction factor C is not displayed, in the flow chart shown in drawing 2, step S8 thru/or S10 are not performed.

[0041] Moreover, it sets in the above-mentioned example and a correction factor C is the ratio of the sum SD of the absolute value of a difference, and the total SS of smoothing amplitude value.  $SD/SS$  Although computed by carrying out, it is a ratio with the total SR of SD and extraction amplitude value.  $SD/SR$  It may be computed by carrying out. Moreover, it may be computed by the formula with which the denominator and the molecule were replaced in these formulas. In addition, the rule of thumb or decision-criterion value for determining the propriety of a measurement condition in these cases is changed suitably.

[0042] Moreover, the predetermined range of the cuff pressure for computing a correction factor C may be changed suitably. For example, extraction amplitude value  $R_i$  It may be computed based on Range R and S, i.e., all the amplitude value trains, of all the existing cuff pressures, and you may consider as two comparatively narrow range centering on the amplitude value corresponding to a highest-blood-pressure value and a lowest-blood-pressure value reversely. In addition, the rule of thumb or decision-criterion value for determining the propriety of a measurement condition also in these cases is changed suitably.

[0043] Moreover, in the above-mentioned example, although the case where it was made to display on the recording paper 42 with a drop 38 was explained, also when image display devices, such as the liquid crystal display board, are used as a drop 38, the display of the same format may be performed by having both the pulsation change display 44, or measurement status-display both [ one side or ] 46.

[0044] In addition, although instantiation is not carried out one by one, modification may be variously added in the range in which this invention does not deviate from the main point.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

DESCRIPTION OF DRAWINGS

---

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is drawing showing the configuration of an example of the automatic blood-pressure-measurement equipment with which this invention was applied.

[Drawing 2] It is a flow chart explaining actuation of the automatic blood-pressure-measurement equipment of drawing 1.

[Drawing 3] It is a flow chart explaining actuation of the automatic blood-pressure-measurement equipment of drawing 1.

[Drawing 4] It is drawing which explains the display format of a measurement condition to be pulsation change (namely, extraction amplitude value and smoothing amplitude value) outputted to a drop by the flow chart of drawing 2.

[Drawing 5] It is drawing explaining other display formats of extraction amplitude value and smoothing amplitude value, and is drawing corresponding to drawing 4.

[Drawing 6] It is drawing explaining other display formats of extraction amplitude value and smoothing amplitude value, and is drawing corresponding to drawing 4.

[Drawing 7] It is drawing explaining other display formats of extraction amplitude value and smoothing amplitude value, and is drawing corresponding to drawing 4.

[Drawing 8] It is drawing explaining other display formats of extraction amplitude value and smoothing amplitude value, and is drawing corresponding to drawing 4.

[Drawing 9] It is drawing explaining other display gestalten of a drop.

[Drawing 10] It is a flow chart in the case of displaying the phrase which replaces with a correction factor and shows a measurement condition.

[Description of Notations]

28: Control circuit (display-control means)

38: Drop

---

[Translation done.]



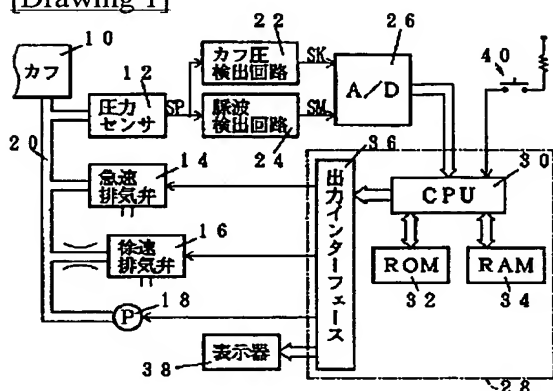
## \* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

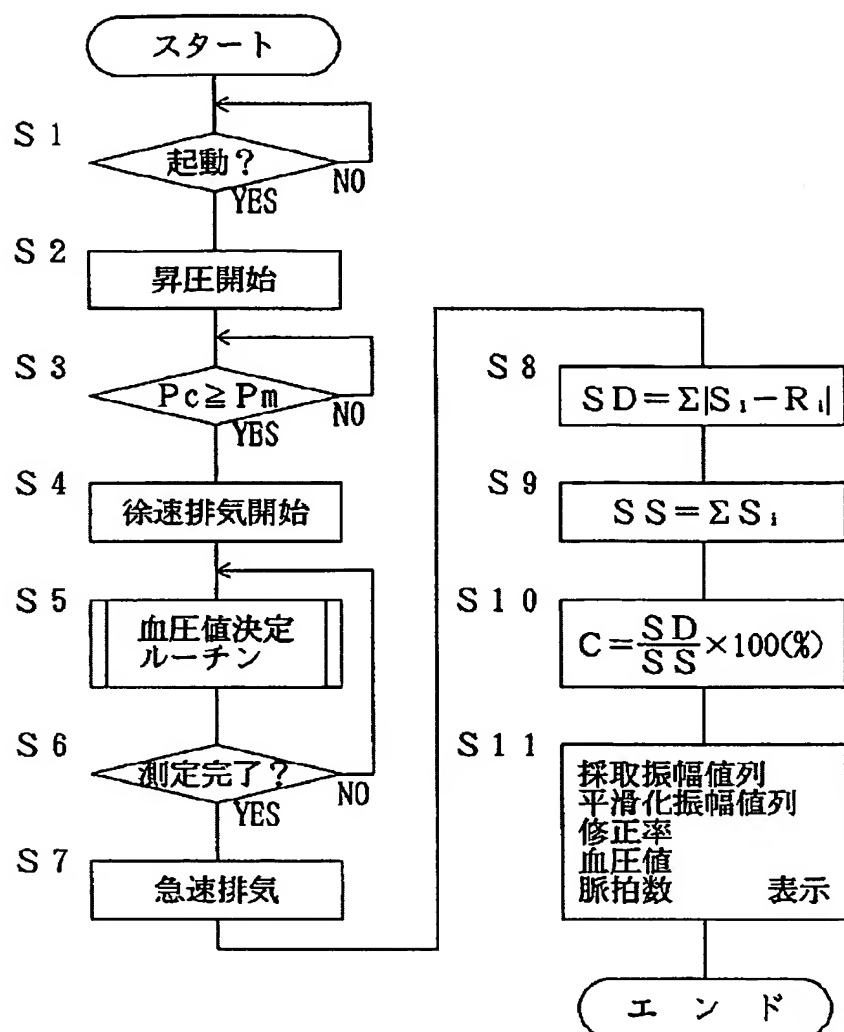
## DRAWINGS

[Drawing 1]

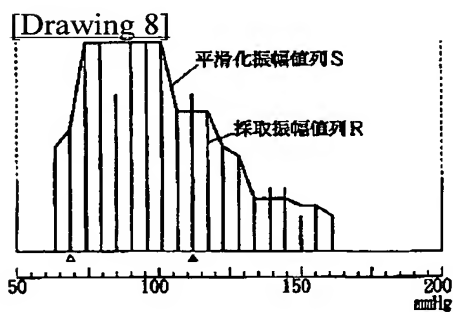
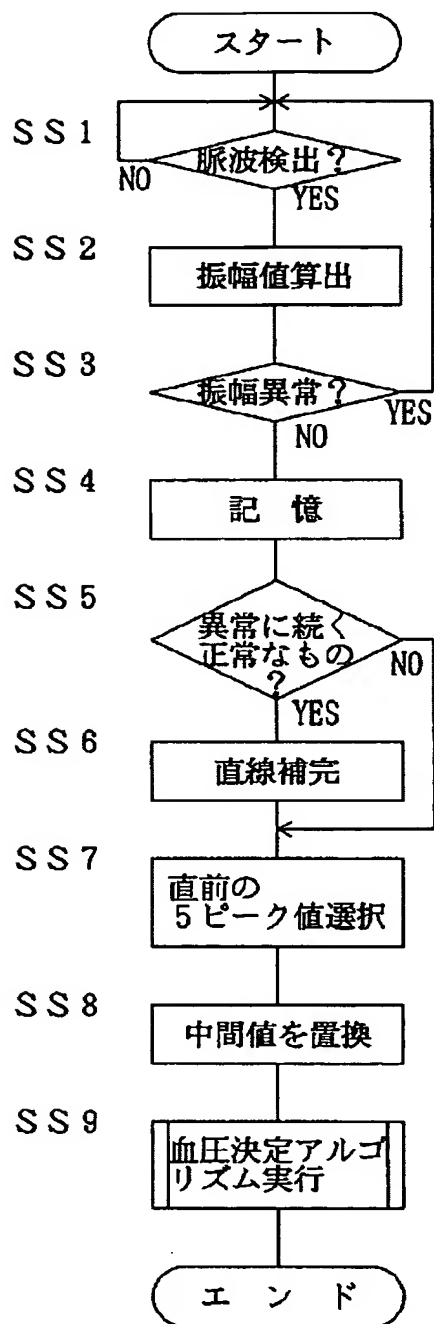


[Drawing 2]

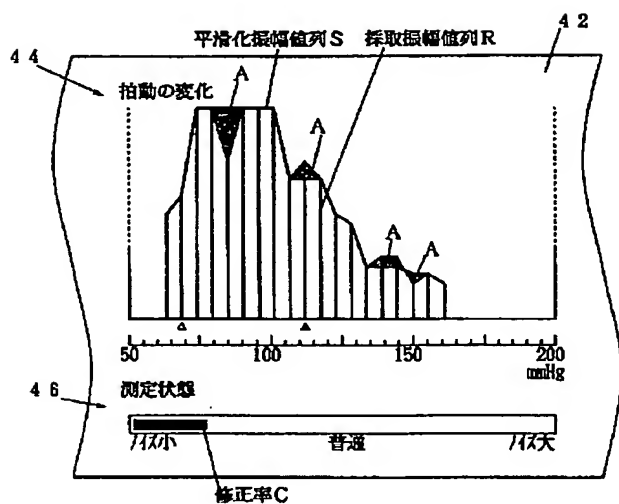




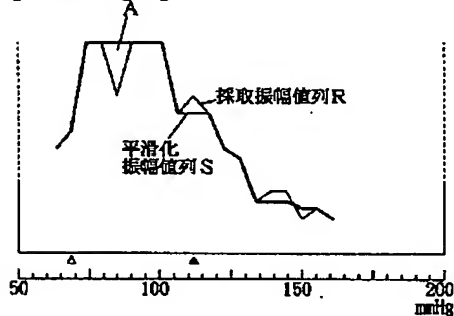
[Drawing 3]



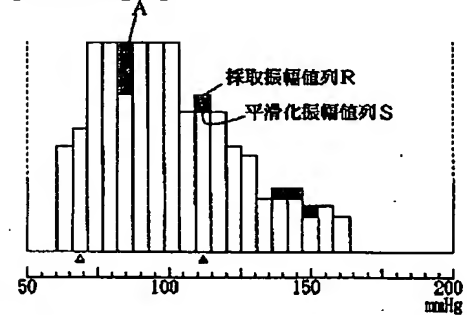
[Drawing 4]



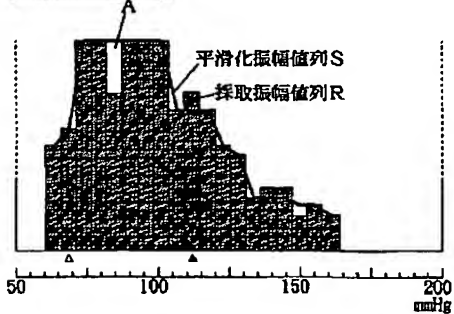
[Drawing 5]



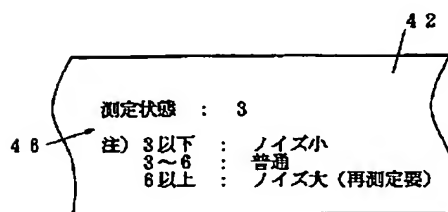
[Drawing 6]



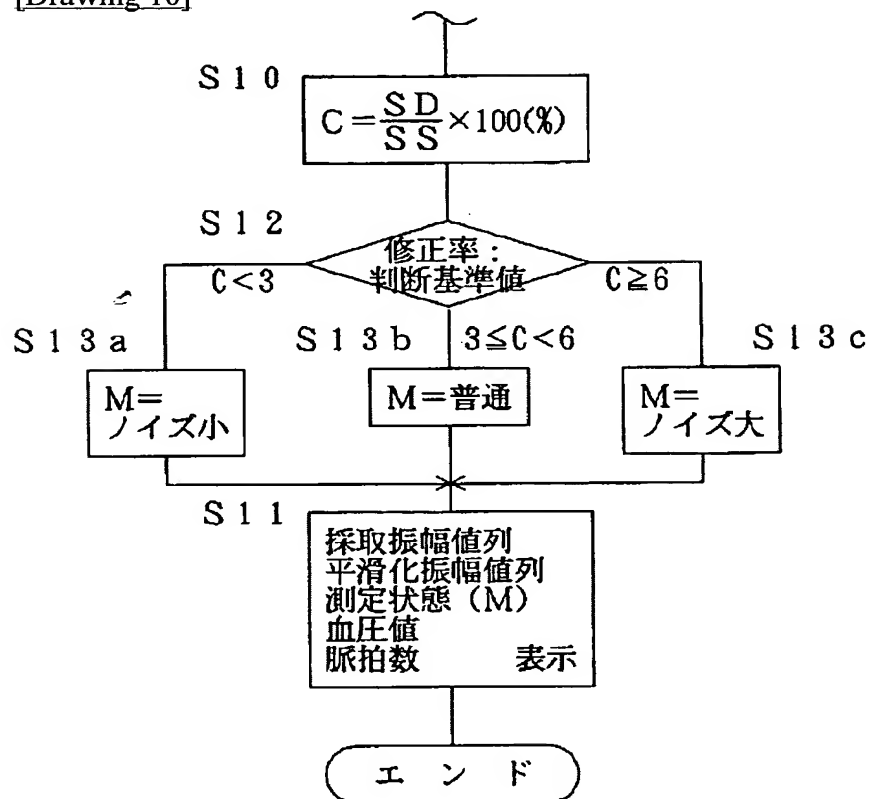
[Drawing 7]



[Drawing 9]



[Drawing 10]



[Translation done.]

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**